

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2001-273860
(P2001-273860A)

(43) 公開日 平成13年10月5日 (2001.10.5)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード* (参考)
H 0 1 J 35/14		H 0 1 J 35/14	4 C 0 9 2
35/10		35/10	H
H 0 5 G 1/02		H 0 5 G 1/02	Z

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願2000-89700 (P2000-89700)

(22) 出願日 平成12年3月28日 (2000.3.28)

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72) 発明者 小柳 慶二

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

(72) 発明者 金澤 英志

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

(72) 発明者 酒井 昌雄

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

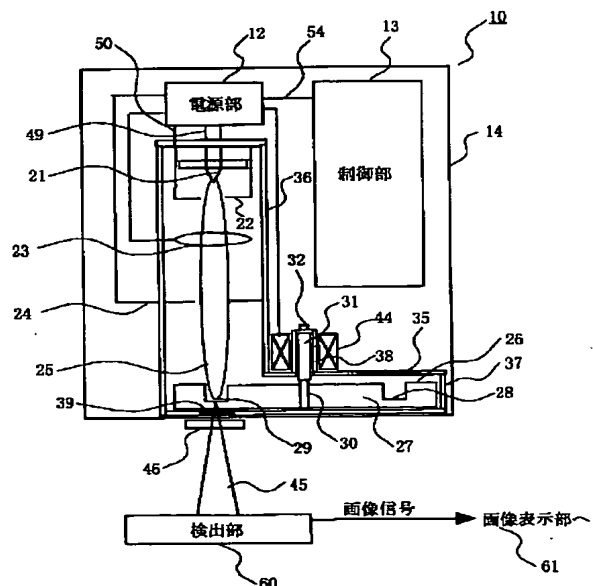
Fターム (参考) 4C092 AA01 AB21 AC08 BD01 BD06

(54) 【発明の名称】 マイクロフォーカスX線管装置

(57) 【要約】

【課題】 マイクロフォーカスX線管の許容負荷を向上する。

【解決手段】 マイクロフォーカスX線管装置10はX線管11と電源部12と制御部13と筐体14とから成る。X線管11は電子線源21と、引出し電極22と、電子光学系23と、加速電極24と、陽極26と、これらを内包し支持する外囲器35とから成る。陽極26は回転する円板状のターゲット27と、これを支持する円筒形のロータ31と、ロータ31を回転自在に支持する固定部32とから成る。ターゲット27の外周部には薄板状に形成したリング状の電子衝突部28がある。ロータ31の外周部にはステータ44が配設され、ターゲット27を回転させる。電子線源21から放出された電子線25を電子光学系23で微小焦点に集束し、回転するターゲット27の電子衝突部28の焦点29に衝突させ、発生したX線45を電子衝突部28を透過させて、X線放射窓39から外部に放射させる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 電子線発生源と、該電子線を細いビームに集束する電子光学系と、前記電子線が衝突して X 線を発生する陽極と、該陽極と前記電子光学系と前記電子線発生源を真真空密に内包する外囲器とから成るマイクロフォーカス X 線管と、該マイクロフォーカス X 線管に電力を供給する電源部と、該電源部を制御する制御部とを具備するマイクロフォーカス X 線管装置において、前記陽極は回転する円板形状部を備え、該円板形状部に前記電子線が衝突するように構成されていることを特徴とするマイクロフォーカス X 線管装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、極めて微小な対象物の X 線透視像を得るための X 線源であるマイクロフォーカス X 線管装置に関する。

【0002】

【従来の技術】一般の産業用 X 線透視装置においては、検査対象物が微小な場合、できるだけ拡大された X 線透視像が得られることが望ましい。そのためには、X 線の発生領域である焦点(X線源)の大きさが極めて小さくしなければならない。そこで、焦点寸法が数 μm というマイクロフォーカス X 線管装置が近年普及し始めている。また、マイクロフォーカス X 線管装置においては、幾何学的な拡大率を大きくするために、焦点と検査対象物との間の距離を極力小さくしなければならない。このような微小な検査対象物を透視する X 線管としては、多くの場合陽極のターゲットを透過した X 線を利用する、いわゆる透過型 X 線管が用いられている。この理由は、一般的な回転陽極 X 線管の構成では回転駆動機構があるために透過 X 線を利用することができないことによる。

【0003】X 線を発生させる電子ビーム電流(X 線管電流)は大きい程得られる透視像の画質が良くなる傾向にあるために、実用上大きい X 線管電流が要求されるが、あまり大きい X 線管電流を流すとターゲットの電子衝突部(焦点)の発熱によりターゲットが局部的に熔融してしまうので、許容される限界値が設けられ制限されていた。この許容される陽極負荷の限界値は許容負荷(又は最大許容負荷)と呼ばれている。

【0004】マイクロフォーカス X 線管装置において、陽極(ターゲット)の熔融時に電子衝突部を移動する方式、或いは電子照射を中断する方式が US P No. 4,344,013 号公報、特表平 10-503,618 号公報に開示されている。これらの公知例の技術はいずれも陽極表面の熔融を許容するものであり、熔融現象自体の発生を回避するものではない。陽極が熔融した場合には、通常 X 線管内の真空度が劣化し、X 線管に対し、耐電圧性の劣化、電子ビーム電流の減少などの悪影響を及ぼす。また、上記のいずれの方式でも、陽極の熔融発生時には X 線透視を中断しなければならず、X 線管使用者にとっても不都合は

避けられない。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】上記の如き従来の構成のマイクロフォーカス X 線管装置では、一般に広く普及している回転陽極 X 線管と比べて許容負荷が小さく、得られる X 線管電流は少ない。また、より高画質の透視画像を得ようとして、X 線管電流を増加したくとも、固定陽極 X 線管の場合には熔融回避の必要性から殆ど不可能である。また、一般の回転陽極 X 線管の構造をそのまま採用して X 線管電流の増加を図ろうとしても、回転駆動機構の存在のためにターゲット透過 X 線を利用することはできない。ターゲットから反射する方向の X 線を利用する通常方式の反射型 X 線管の構成を採用した場合には、幾何学的な拡大率を犠牲にせざるを得ず、マイクロフォーカス X 線管の利点が生かされなくなる。

【0006】以上の如き問題点を考慮して、本発明では、許容負荷を向上したマイクロフォーカス X 線管装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、本発明のマイクロフォーカス X 線管装置は、電子線発生源と、該電子線を細いビームに集束する電子光学系と、前記電子線が衝突して X 線を発生する陽極と、該陽極と前記電子光学系と前記電子線発生源を真真空密に内包する外囲器とから成るマイクロフォーカス X 線管と、該マイクロフォーカス X 線管に電力を供給する電源部と、該電源部を制御する制御部とを具備するマイクロフォーカス X 線管装置において、前記陽極は回転する円板形状部を備え、該円板形状部に前記電子線が衝突するように構成されている(請求項 1)。

【0008】この構成では、電子線が衝突する陽極の円板形状部(ターゲット)が回転するので、ターゲットの焦点面の温度を低減することができ、X 線管に入力できる負荷を増加することができる。その結果、ターゲットから放射する X 線量を増加することができるので、X 線透視画像の画質を向上することができる。

【0009】本発明のマイクロフォーカス X 線管装置では更に、前記陽極の円板形状部の前記電子線が衝突し X 線を発生する電子衝突部を薄板状とし、X 線が電子衝突部を透過して、裏面から放射されるように構成する。この構成では、X 線が X 線管軸方向と同じ方向に放射されるので、X 線管の軸方向の長さを短くすることができ、X 線管装置全体として小型、コンパクトに構成することができる。また、検査対象物も焦点に近接して配置することができるので、X 線透視像の幾何学的拡大率を大きくすることができる。

【0010】本発明のマイクロフォーカス X 線管装置では更に、前記陽極が前記円板形状部と、これを支持する円筒状のロータと、該ロータを回転軸及び軸受を介して回転自在に支持する固定部とを具備し、前記陽極は前記

ロータの外周部に配設されたステータによって回転駆動されるものである。この構成では、陽極ロータと外部に配設したステータとの組合せで陽極を回転させることができるので、陽極のターゲットに入力できる負荷を増加することができる、放射X線量を増加することができる。

【0011】本発明のマイクロフォーカスX線管装置では更に、前記陽極の円板形状部はピボット軸受によって回転自在に支持されている。また、前記ピボット軸受は前記円板形状部の中心軸に、かつ該円板形状部の両側に配設されている。この構成では、陽極の円板形状部が両面側からピボット軸受によって支持されているので、X線管の陽極の長さが短くなり、その結果として、X線管装置全体として小型、コンパクトになる。

【0012】本発明のマイクロフォーカスX線管装置では更に、前記陽極の円板形状部の一方の面に1個以上の磁極が貼付され、前記外囲器の外部の前記磁極に対向する位置に、回転磁界を生成するリング状の回転磁界発生手段が配設され、該回転磁界を前記磁極に作用することにより前記陽極の回転駆動力を得るものである。この構成では、ピボット軸受支持方式の陽極と、リング状の回転磁界発生手段との組み合わせにより、陽極の回転駆動力が得られ、かつX線管装置としての陽極部分の長さを短くすることができる。

【0013】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施例を添付図面に沿って説明する。図1に、本発明に係わるマイクロフォーカスX線管装置の第1の実施例の概略構成図を示す。図1において、本実施例のマイクロフォーカスX線管装置10は、微小焦点からX線を放射するマイクロフォーカスX線管11と、マイクロフォーカスX線管11に種々の電力を供給する電源部12と、電源部12を介してマイクロフォーカスX線管11を制御する制御部13と、マイクロフォーカスX線管11と電源部12と制御部13を収納する筐体14とから構成される。

【0014】図1において、マイクロフォーカスX線管11は、電子線25を発生する電子線源21と、電子線源21で発生した電子線25を引き出す引出し電極22と、電子線25を微小焦点を形成するように集束する電子光学系23と、電子線25を所望のエネルギーまで加速する加速電極24と、電子線25の衝突によってX線45を発生する陽極26と、電子線源21と引出し電極22と電子光学系23と加速電極24と陽極26を支持し、真空気密に内包する外囲器35とから構成される。

【0015】電子線25を発生する電子線源21は、通常タングステンや6硼化ランタンなどの電子放出特性の優れた材料を、先端形状が細くなるように加工を施したものである。引出し電極22は、端部に電子線25を通す開口部(穴)が設けられた底付円筒形状をしており、その円筒の内部に電子線源21を收容している。電子線源21の電位及び引出し電極22の電位はそれぞれ電子線源リード49及び

引出し電極リード50を介して電源部12より印加される。

【0016】電子光学系23は数段の電極又は磁極によって電子線25を集束するための電子レンズを構成するものであり、各電極又は磁極には、各電位を印加する電源又は励磁電流を流す電源及びそれらの電源を制御する制御系が接続されている。各電位又は励磁電流は電源部12から電子光学系リード51を介して印加される。加速電極24は電子線25にX線を発生するために必要なエネルギーを与えるための電極である。加速電圧は電子線源21と加速電極24との間に電源部12より加速電極リード52を介して印加される。

【0017】陽極26はごく薄い円盤状のターゲット27と、ターゲット27を支持するロータ31と、ロータ31を回転自在に支持する固定部32とから構成される。ターゲット27は通常X線の発生効率の良い高原子番号の材料、例えばタングステンやタンタルなどから構成される。ターゲット27の電子線25が衝突してX線を発生する部分28(以下、電子衝突部という)は薄く加工されている。この電子衝突部28には電子線25の衝突によってX線源(焦点)29が形成され、発生したX線は電子衝突部28を透過して、透過X線として外部に放射される。ターゲット27の電子衝突部28は透過X線の減衰を極力抑えるために極めて薄く作られているが、他の部分は強度を確保するために厚く構成されている。

【0018】上記において、ターゲット27の構造として1種類の材料で構成する場合について説明したが、ターゲット27としては2種類以上の材料で構成してもよい。1例をあげると、ターゲット27の基盤をX線透過性の良い低原子番号の材料で作製し、電子衝突部28にX線の発生効率の良い高原子番号の材料の薄膜で被覆したものである。低原子番号材料としては、例えば鉄、銅、ベリリウムなどが用いられる。また、薄膜の厚さとしては、少なくとも5 μ m以上必要であり、メッキや蒸着などによって形成することができる。

【0019】ターゲット27は、円盤の中心部においてロータ31の支持軸30に結合されている。ターゲット27と支持軸30との結合は、ねじによる締結又はろう付けなどによって行われている。ロータ31は固定部32に回転軸(図示せず)や軸受(図示せず)などを介して回転自在に支持されている。ロータ31、回転軸、軸受、固定部32などの構造や材料については、一般の医用回転陽極X線管の技術を適用することができる。

【0020】陽極26の回転駆動はロータ31とその外周に配置されたステータ44との組合せによって行われる。ステータ44には電源部12からステータリード53を介してステータ駆動電圧が印加され、このステータ駆動電圧によってステータ44に励磁電流が流れ、回転磁界が発生し、ターゲット27を支持するロータ31を回転させる。ターゲット27の回転数については商用周波数の電源を用いれば、最高3,000rpm又は3,600rpmに近付けることが

できるが、もっと低い周波数の電源を用いて低速で回転してもよい。

【0021】陽極26の固定部32及びステータ44の配置は、図示の如く、電子線25の集束系と並行することにより、ターゲット27を透過したX線45の放射を阻害しないようにしている。

【0022】外囲器35は、電子線25の集束系を内包する陰極外囲器36と、陽極26のターゲット27を内包する陽極外囲器37と、陽極26のロータ31を内包するロータ外囲器38とから構成される。外囲器35の全体的な形状として、円形筐体のような形をした陽極外囲器37に、大きい円筒形状の陽極外囲器36と小さい円筒形状のロータ外囲器38が並置して取り付けられた形状をしている。陽極外囲器37の電子衝突部29の近傍にはX線放射窓39が取り付けられている。外囲器35の材料としては、金属又は絶縁物が使用され、高電圧絶縁の必要な陰極の端部又は陽極の端部には絶縁物が使用され、アース電位に近い部分には金属が用いられている。図1において、陰極外囲器36の大部分(電子線源21に近い部分)とロータ外囲器38は絶縁物で構成されている。

【0023】外囲器35に使用される金属材料としては、ステンレス鋼、銅、モリブデン、コバルトなどが使用され、絶縁材料としては、ガラスやセラミックなどが使用される。ガラスやセラミックとの接続部にはコバルトやモリブデンなどが用いられ、溶着やろう付けなどで接続されている。金属間の接続は、溶接又はろう付けによって行われる。また、X線放射窓39の材料としてはX線透過性の良いベリリウム(板状体)などが用いられる。陽極外囲器37の材料として絶縁物を用いている場合には、絶縁物をそのままX線放射窓39として用いることもできる。

【0024】次に、本発明のマイクロフォーカスX線管装置の動作について簡単に説明する。図1において、マイクロフォーカスX線管11の電子線源21と引出し電極22との間に電源部12より電子線引出し電圧が印加されると、この電子線引出し電圧によって作られた電界によって電子線源21の先端から電子線25が発生し、引出し電極22の穴からビーム状に放出される。この電子線25は電子光学系23によって作られる電子レンズによって所望の焦点寸法となるように細く集束される。更に、この電子線25は電源部12より加速電極24に印加される加速電圧によって高速に加速され、ターゲット27の電子衝突部28の焦点29に衝突し、制動X線を発生させる。

【0025】焦点29で発生したX線45は、ターゲット27の薄肉の電子衝突部28を透過し、陽極外囲器37に設けられたX線放射窓39を通して外部に取り出される。外部に取り出されたX線45は、フィルタ46などによって線質の調整をされた後、検査対象物に照射され、検査対象物を透過したX線45がX線検出部60に入射する。X線検出部60では、入射X線は画像信号に変換されて、検査対象物

のX線透視画像が得られる。この画像は画像表示部61にて、X線透視画像として表示される。

【0026】通常マイクロフォーカスX線管装置では、X線管電圧100kV程度、X線管電流0.1mA程度の負荷が陽極26に印加されるために、この負荷量の熱がターゲット27の電子衝突部28にはいることになる。この程度の量の熱が電子衝突部に入力すると、従来の固定陽極X線管でタングステンをターゲットとした場合には、電子衝突部の温度は3,600°Cにも上昇し、タングステンの融点を越え、ターゲットが溶融するという現象が起こり、最悪の場合には、外囲器に穴があいて、真空が破れてしまうことがある。

【0027】本発明では、陽極26を回転させることにより、電子衝突部28の焦点29の実効的な面積が広がるので、同じ量の負荷でも電子衝突部28の焦点29の温度上昇を低く抑えることができる。例えば、ターゲット27の電子衝突部28の移動速度が2 m/sとなるような回転数にて陽極26を回転した場合、電子衝突部28の温度は2,500°C以下となる。このことは、陽極26を回転することにより、電子衝突部28の温度を低下させることができるので、より多くの負荷をターゲット27に入力させることができることを意味する。

【0028】このように、陽極26を回転することにより、より多くの負荷をターゲット27に入力することができるので、ターゲット27で発生するX線量はより多く得られる。この結果、検査対象物の透過X線を画像化する場合にも、検査対象物の透過X線が増加するため、X線検出部60で光電変換された画像化のための画像信号の強度を大きくすることができ、画像表示部61でより鮮明なX線透視画像を得ることができる。

【0029】図2に、本発明に係わるマイクロフォーカスX線管装置の第2の実施例の概略構成図を示す。本実施例は、第1の実施例に対し、陽極の構造を変更したものである。図2において、陽極70は円盤状のターゲット27と、この円盤状のターゲット27を回転自在に支持するビレット軸受7とから構成されている。ターゲット27に第1の実施例と同様に、電子衝突部28が形成されており、この電子衝突部28に電子線25が衝突することにより、X線源(焦点)29が形成される。

【0030】図2において、ターゲット27の中央部の上下面にビレット軸受72、73の凹部が取り付けられ、陽極外囲器37の前記凹部に対向する部分にビレット軸受72、73のビレットが取り付けられている。また、ターゲット27の一方の面のビレット軸受72の周囲には第1の磁極71が取り付けられている。この第1の磁極71としては耐熱性の磁石が用いられ、ターゲット27に溝を設けて埋め込まれている。第1の磁極71に対向して、陽極外囲器37の外側の面に第2の磁極74が取り付けられている。この第2の磁極74は回転磁界を作る回転磁界発生手段で、例えば磁極をリング状に配置したステータなどが用いられる。

第2の磁極74には電源部12から磁極リード75を介して回転磁界発生のための電力が供給される。第2の磁極74に電圧が印加されると、回転磁界が発生し、第1の磁極71との相互作用により、ターゲット27を回転させる回転駆動力が得られる。

【0031】本実施例では、陽極70にロータ部分が無いため、外囲器35Aにはロータ外囲器が不要となり削除されている。その結果、マイクロフォーカスX線管11全体としての外形が単純な形状になり、その大きさが第1の実施例よりもかなり小さくなり、装置全体としても小型、コンパクト化される。

【0032】

【発明の効果】以上説明した如く、本発明のマイクロフォーカスX線管装置によれば、陽極を回転可能にしたことにより、ターゲットの許容負荷を増大させ、X線量を増加させることができるので、より鮮明なX線透視画像を得ることができる。また、陽極にビボット軸受などを配設することにより、X線管装置全体を小型、コンパクト化することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係わるマイクロフォーカスX線管装置の第1の実施例の概略構成図。

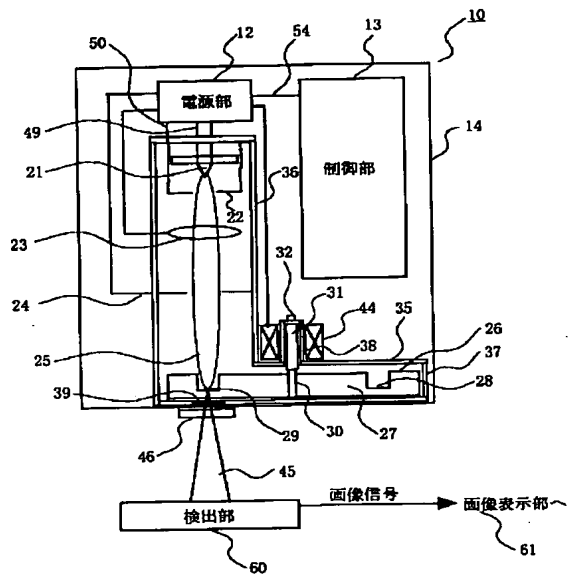
【図2】本発明に係わるマイクロフォーカスX線管装置の第2の実施例の概略構成図。

【符号の説明】

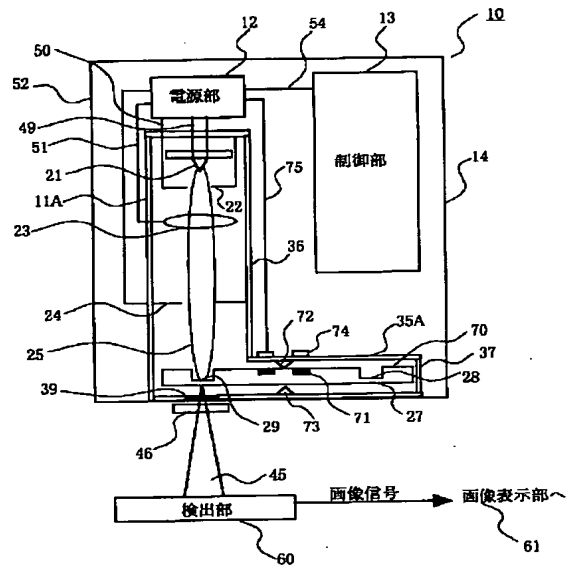
10…マイクロフォーカスX線管装置
11、11A…マイクロフォーカスX線管
12…電源部
13…制御部
14…筐体

21…電子線源
22…引出し電極
23…電子光学系
24…加速電極
25…電子線
26、70…陽極
27…ターゲット
28…電子衝突部
29…X線源(焦点)
30…回転軸
31…ロータ
32…固定部
35、35A…外囲器
36…陰極外囲器
37…陽極外囲器
38…ロータ外囲器
39…X線放射窓
44…ステータ
45…X線(X線ビーム)
49…電子線源リード
50…引出し電極リード
51…電子光学系リード
52…加速電極リード
53…ステータリード
60…X線検出部
61…画像表示部
71…第1の磁極
72、73…ビボット軸受
74…第2の磁極
75…磁極リード

【図1】



【図2】



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-273860

(43)Date of publication of application : 05.10.2001

(51)Int.Cl.

H01J 35/14
H01J 35/10
H05G 1/02

(21)Application number : 2000-089700

(71)Applicant : HITACHI MEDICAL CORP

(22)Date of filing : 28.03.2000

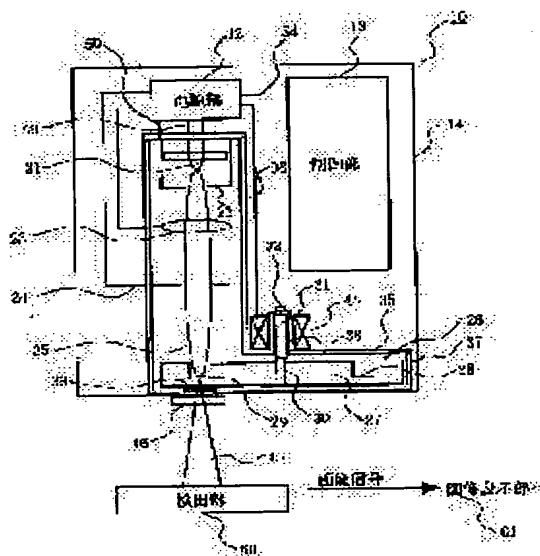
(72)Inventor : KOYANAGI KEIJI
KANAZAWA HIDESHI
SAKAI MASAO

(54) MICRO FOCUS X-RAY TUBE DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To improve the allowable load for a micro focus X-ray tube.

SOLUTION: A micro focus X-ray tube device 10 consists of an X-ray tube 11, a power source unit 12, a control unit 13, and a casing 14. The X-ray tube 11 consists of an electron beam source 21, an extracting electrode 22, an electronic optical system 23, an acceleration electrode 24, an anode 26, and an envelope 35 which contains and supports these units. The anode 26 consists of a revolving disk-like target 27, a cylindrical rotor 31 to support it, and a fixing unit 32 which supports the rotor 31 freely rotatably. In the peripheral part of the target 27, a ring-like electron colliding unit 28 shaped into a thin plate is furnished. In the peripheral part of the rotor 31, a stator 44 is arranged, which rotates the target 27. By focusing an electron beam 25 discharged from the electron beam source 21 to a micro focus by the electronic optical system 23 and letting the beam collide with a focal point 29 of the electron colliding unit 28 of the revolving target 27, generated X-rays 45 is emitted from the X-ray radiation window 39 to the outside, transmitting through the electron colliding unit 28.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision
of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

* NOTICES *

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.*** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] An electron ray generation source, the electron optics system which converges this electron ray on a narrow beam, and the anode plate which said electron ray collides and generates an X-ray, The micro focus X-ray tube which consists of this anode plate, said electron optics system, and the envelope that connotes said electron ray generation source to a vacuum airtight, In the micro focus X-ray tube assembly possessing the power supply section which supplies power to this micro focus X-ray tube, and the control section which controls this power supply section Said anode plate is a micro focus X-ray tube assembly characterized by being constituted so that it may have the rotating disk type-like section and said electron ray may collide with this disk type-like section.

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to the micro focus X-ray tube assembly which is X line source for obtaining the radioscopy image of a very minute object.

[0002]

[Description of the Prior Art] In a general industrial X-ray fluoroscope, when an inspection object is minute, it is desirable to obtain the radioscopy image expanded as much as possible. For that purpose, the magnitude of the focus (X line source) which is the generating field of an X-ray must be very small. Then, the micro focus X-ray tube assembly of several micrometers in a focal dimension is beginning to spread in recent years. Moreover, in a micro focus X-ray tube assembly, in order to enlarge a geometric dilation ratio, distance between a focus and an inspection object must be made small as much as possible. The so-called transparency mold X-ray tube which uses the X-ray which penetrated the target of an anode plate in many cases as an X-ray tube which sees through such a minute inspection object is used. With the configuration of a common rotating anode X-ray tube, since there is a rotation drive, this reason is because a transparency X-ray cannot be used.

[0003] Since the electron beam current (X-ray tube current) which generates an X-ray was in the inclination for the image quality of the fluoroscopy image obtained, so that it is large to become good, the practically large X-ray tube current was required, but since the target fused locally by generation of heat of the electronic collision section (focus) of a target when the not much large X-ray tube current was passed, the threshold value permitted was prepared and restricted. The threshold value of this anode plate load permitted is called allowable load (or the maximum allowable load).

[0004] In the micro focus X-ray tube assembly, the method which moves the electronic collision section at the time of melting of an anode plate (target), or the method which interrupts electron irradiation is indicated by the USPNo. No. 4,344,013 official report and the ***** No. 503,618 [ten to] official report. No techniques of these well-known examples permit melting on the front face of an anode plate, and do not avoid generating of the melting phenomenon itself. When an anode plate fuses, the degree of vacuum in an X-ray tube usually deteriorates, and bad influences, such as degradation of withstand voltage nature and reduction of an electron beam current, are done to an X-ray tube. Moreover, by neither of the above-mentioned methods, radioscopy must be interrupted at the time of melting generating of an anode plate, and un-arranging is avoided also for an X-ray tube user.

[0005]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] Compared with the rotating anode X-ray tube which has generally spread widely in the micro focus X-ray tube assembly of the conventional configuration like the above, allowable load is small, and there are few X-ray tube currents acquired. Moreover, a higher-definition perspective diagram image is obtained and it is almost impossible utterly from the need for increment preparations melting evasion to the case of a fixed anode X-ray tube of an X-ray tube current. Moreover, even if it is going to adopt the structure of a common rotating anode X-ray tube as it is and is going to aim at the increment in

an X-ray tube current, a target transparency X-ray cannot be used because of the existence of a rotation drive. When [using the X-ray of the direction reflected from a target] the configuration of the reflective mold X-ray tube of a method is usually adopted, in a geometric dilation ratio, a sacrifice fake colander is not obtained but the advantage of a micro focus X-ray tube is no longer employed efficiently.

[0006] In consideration of the trouble like ****, it aims at offering the micro focus X-ray tube assembly which improved allowable load by this invention.

[0007]

[Means for Solving the Problem] In order to attain the above-mentioned purpose, the micro focus X-ray tube assembly of this invention An electron ray generation source, the electron optics system which converges this electron ray on a narrow beam, and the anode plate which said electron ray collides and generates an X-ray, The micro focus X-ray tube which consists of this anode plate, said electron optics system, and the envelope that connotes said electron ray generation source to a vacuum airtight, In the micro focus X-ray tube assembly possessing the power supply section which supplies power to this micro focus X-ray tube, and the control section which controls this power supply section, said anode plate is equipped with the rotating disk type-like section, and it is constituted so that said electron ray may collide with this disk type-like section (claim 1).

[0008] With this configuration, since the disk type-like section (target) of the anode plate where an electron ray collides rotates, the temperature of the focal plane of a target can be reduced and the load which can be inputted into an X-ray tube can be increased. Consequently, since X dosage emitted from a target can be increased, the image quality of an radioscopy image can be improved.

[0009] The electronic collision section which said electron ray of the disk type-like section of said anode plate collides, and generates an X-ray further is made into the shape of sheet metal, and an X-ray penetrates the electronic collision section, and it constitutes from a micro focus X-ray tube assembly of this invention so that it may emanate from a rear face. Since an X-ray is emitted in the same direction as X-ray tube shaft orientations, the die length of the shaft orientations of an X-ray tube can be shortened, and it can constitute from this configuration in small and a compact as the whole X-ray tube assembly. Moreover, since an inspection object can also approach a focus and can be arranged, the geometric dilation ratio of an radioscopy image can be enlarged.

[0010] In the micro focus X-ray tube assembly of this invention, the fixed part to which said anode plate supports further said disk type-like section, Rota of the shape of a cylinder which supports this, and this Rota free [rotation] through a revolving shaft and bearing is provided, and the rotation drive of said anode plate is carried out by the stator arranged in the periphery section of said Rota. With this configuration, since an anode plate can be rotated in combination with the stator arranged in anode plate Rota and the exterior, the load which can be inputted into the target of an anode plate can be increased, and radiation X dosage can be increased.

[0011] In the micro focus X-ray tube assembly of this invention, the disk type-like section of said anode plate is further supported by pivot bearing free [rotation]. moreover, said pivot bearing -- the medial axis of said disk type-like section -- and it is arranged in the both sides of this disk type-like section. With this configuration, since the disk type-like section of an anode plate is supported by pivot bearing from both-sides side, the die length of the anode plate of an X-ray tube becomes short, and becomes small as the whole X-ray tube assembly, and compact as that result.

[0012] In the micro focus X-ray tube assembly of this invention, further, one or more magnetic poles are stuck on one field of the disk type-like section of said anode plate, the rotating-magnetic-field generating means of the shape of a ring which generates rotating magnetic field is arranged in the location which counters said magnetic pole of the exterior of said envelope, and the rotation driving force of said anode plate is obtained by acting this rotating magnetic field on said magnetic pole. With this configuration, the rotation driving force of an anode plate is obtained with the combination of the anode plate of a pivot bearing support method, and a ring-like rotating-magnetic-field generating means, and the die length of the anode plate part as an

X-ray tube assembly can be shortened.

[0013]

[Embodiment of the Invention] Hereafter, the example of this invention is explained along with an accompanying drawing. The outline block diagram of the 1st example of the micro focus X-ray tube assembly concerning this invention is shown in drawing 1. In drawing 1, micro focus X-ray tube assembly 10 of this example consists of cases 14 which contain the power supply section 12 which supplies various power to micro focus X-ray tube 11 which emits an X-ray from a minute focus, and micro focus X-ray tube 11, the control section 13 which controls micro focus X-ray tube 11 through a power supply section 12, micro focus X-ray tube 11 and a power supply section 12, and a control section 13.

[0014] In drawing 1 micro focus X-ray tube 11 The source 21 of an electron ray which generates an electron ray 25, and the cash-drawer electrode 22 which pulls out the electron ray 25 generated in the source 21 of an electron ray, The electron optics system 23 which converges an electron ray 25 so that a minute focus may be formed, It consists of an accelerating electrode 24 accelerated to the energy of a request of an electron ray 25, an anode plate 26 which generates X-ray 45 by the collision of an electron ray 25, and an envelope 35 which pulls out with the source 21 of an electron ray, supports an electrode 22, an electron optics system 23, an accelerating electrode 24, and an anode plate 26, and is connoted to a vacuum airtight.

[0015] The source 21 of an electron ray which generates an electron ray 25 processes the ingredient which was usually excellent in the electron emission characteristic of a tungsten, 6 boronizing lanthanum, etc. so that a tip configuration may become thin. The cash-drawer electrode 22 is carrying out the shape of a cylindrical shape with a bottom by which opening (hole) which lets an electron ray 25 pass was prepared in the edge, and has held the source 21 of an electron ray in the interior of the cylinder. The potential of the source 21 of an electron ray and the potential of the cash-drawer electrode 22 are impressed by the power supply section 12 through the source lead 49 of an electron ray, and the cash-drawer electrode lead 50, respectively.

[0016] An electron optics system 23 constitutes the electron lens for converging an electron ray 25 by several steps of electrodes, or the magnetic pole, and the control system which controls the power sources which pass the power source or exciting current which impresses each potential, and those power sources is connected to each electrode or a magnetic pole. Each potential or an exciting current is impressed through the electron optics system lead 51 from a power supply section 12. An accelerating electrode 24 is an electrode for giving energy required since an X-ray is generated in an electron ray 25. Acceleration voltage is impressed by the power supply section 12 through the accelerating-electrode lead 52 between the source 21 of an electron ray, and an accelerating electrode 24.

[0017] An anode plate 26 consists of a very thin disc-like target 27, Rota 31 which supports a target 27, and a fixed part 32 supported for Rota 31, enabling free rotation. A target 27 usually consists of ingredients, for example, the tungsten, tantalums, etc. of a plateau child number with sufficient generating effectiveness of an X-ray. The part 28 (henceforth the electronic collision section) which the electron ray 25 of a target 27 collides and generates an X-ray is processed thinly. The X line source (focus) 29 is formed in this electronic collision section 28 of the collision of an electron ray 25, and the generated X-ray penetrates the electronic collision section 28, and is emitted outside as a transparency X-ray. In order that the electronic collision section 28 of a target 27 may suppress attenuation of a transparency X-ray as much as possible, it is made very thinly, but other parts are thickly constituted, in order to secure reinforcement.

[0018] In the above, although the case where it constituted from one kind of ingredient as structure of a target 27 was explained, as a target 27, you may constitute from two or more kinds of ingredients. If one example is given, the base of a target 27 will be made from the roentgenoparent good ingredient of the low atomic number, and it will cover in the electronic collision section 28 with the thin film of the ingredient of the plateau child number with sufficient generating effectiveness of an X-ray. As a low Z material, iron, copper, beryllium, etc. are used, for example. Moreover, as thickness of a thin film, at least 5 micrometers or more are required, and it can form by plating, vacuum evaporation, etc.

[0019] The target 27 is combined with the support shaft 30 of Rota 31 in the core of a disk. Association with a target 27 and the support shaft 30 is performed by conclusion or soldering by **** etc. Rota 31 is supported by the fixed part 32 free [rotation] through a revolving shaft (not shown), bearing (not shown), etc. About structures and ingredients, such as Rota 31, a revolving shaft, bearing, and a fixed part 32, the technique of a common medical rotating anode X-ray tube is applicable.

[0020] The rotation drive of an anode plate 26 is performed by combination with the stator 44 arranged at Rota 31 and its periphery. Stator driver voltage is impressed to a stator 44 through the stator lead 53 from a power supply section 12, an exciting current flows to a stator 44 by this stator driver voltage, rotating magnetic field occur, and Rota 31 which supports a target 27 is rotated. Although it can bring close to a maximum of 3,000 rpm or 3,600rpm if the power source of commercial frequency is used about the rotational frequency of a target 27, you may rotate at a low speed using the power source of a lower frequency.

[0021] He is trying for arrangement of the fixed part 32 of an anode plate 26 and a stator 44 not to check like illustration radiation of X-ray 45 which penetrated the target 27 by being concurrent with the focusing system of an electron ray 25.

[0022] An envelope 35 consists of a cathode envelope 36 which connotes the focusing system of an electron ray 25, an anode plate envelope 37 which connotes the target 27 of an anode plate 26, and a Rota envelope 38 which connotes Rota 31 of an anode plate 26. The configuration in which the anode plate envelope 36 of the shape of a large cylindrical shape and the Rota envelope 38 of the shape of a small cylindrical shape were juxtaposed and attached in the anode plate envelope 37 which carried out a form like a circular case as an overall configuration of an envelope 35 is carried out. The X-ray emission aperture 39 is attached near the electronic collision section 29 of the anode plate envelope 37. As an ingredient of an envelope 35, a metal or an insulating material is used, an insulating material is used for the edge of the required cathode of high voltage insulation, or the edge of an anode plate, and the metal is used for the part near ground potential. In drawing 1, most cathode envelopes 36 (part near the source 21 of an electron ray) and the Rota envelope 38 consist of insulating materials.

[0023] As a metallic material used for an envelope 35, stainless steel, copper, molybdenum, covar, etc. are used and glass, a ceramic, etc. are used as an insulating material. Covar, molybdenum, etc. are used for a connection with glass or a ceramic, and it connects by joining, soldering, etc. Connection between metals is made by welding or soldering. Moreover, roentgenoparent good beryllium (plate) etc. is used as an ingredient of the X-ray emission aperture 39. When the insulating material is used as an ingredient of the anode plate envelope 37, an insulating material can also be used as an X-ray emission aperture 39 as it is.

[0024] Next, actuation of the micro focus X-ray tube assembly of this invention is explained briefly. In drawing 1, if it pulls out with the source 21 of an electron ray of micro focus X-ray tube 11 and an electron ray cash-drawer electrical potential difference is impressed by the power supply section 12 between electrodes 22, an electron ray 25 will occur from the tip of the source 21 of an electron ray, and it will be emitted in the shape of a beam from the hole of the cash-drawer electrode 22 by the electric field made by this electron ray cash-drawer electrical potential difference. This electron ray 25 converges thinly so that it may become a desired focal dimension with the electron lens made by the electron optics system 23. Furthermore, from a power supply section 12, with the acceleration voltage impressed to an accelerating electrode 24, a high speed accelerates, and this electron ray 25 collides with the focus 29 of the electronic collision section 28 of a target 27, and generates a braking X-ray.

[0025] X-ray 45 generated with the focus 29 penetrates the electronic collision section 28 of the thin meat of a target 27, and is taken out outside through the X-ray emission aperture 39 prepared in the anode plate envelope 37. After X-ray 45 taken out outside is adjusted by the filter 46 etc. in the quality of radiation, it is irradiated by the inspection object and X-ray 45 which penetrated the inspection object carries out incidence to the X-ray detecting element 60. In the X-ray detecting element 60, an incidence X-ray is changed into a picture signal, and the radioscopy image of an inspection object is obtained. In the image display section 61, this image is displayed as an radioscopy image.

[0026] Usually, in a micro focus X-ray tube assembly, since the voltage of X-ray tube of about 100kV and the load of about 0.1mA of X-ray tube currents are impressed to an anode plate 26, the heat of this burden will be in the electronic collision section 28 of a target 27. When a quantity of this amount of heat inputted into the electronic collision section and a tungsten is used as a target with the conventional fixed anode X-ray tube, the temperature of the electronic collision section rises also at 3,600 degrees C, and exceeds the melting point of a tungsten, the phenomenon in which a target fuses happens, in being the worst, a hole opens in an envelope, and a vacuum may be torn.

[0027] In this invention, since an effectual area of the focus 29 of the electronic collision section 28 spreads by rotating an anode plate 26, the same quantity of a load can also suppress low the temperature rise of the focus 29 of the electronic collision section 28. For example, when an anode plate 26 is rotated at a rotational frequency from which the passing speed of the electronic collision section 28 of a target 27 serves as 2 m/s, the temperature of the electronic collision section 28 becomes 2,500 degrees C or less. Since this can reduce the temperature of the electronic collision section 28 by rotating an anode plate 26, it means that more loads can be made to input into a target 27.

[0028] Thus, since more loads can be inputted into a target 27 by rotating an anode plate 26, more X dosage generated with a target 27 is obtained. Consequently, since the transparency X-ray of an inspection object increases also when imaging the transparency X-ray image of an inspection object, reinforcement of the picture signal for imaging by which photo electric conversion was carried out in the X-ray inspection section 60 can be enlarged, and a clearer radioscopy image can be obtained in the image display section 61.

[0029] The outline block diagram of the 2nd example of the micro focus X-ray tube assembly concerning this invention is shown in drawing 2. This example changes the structure of an anode plate to the 1st example. In drawing 2, the anode plate 70 consists of a disc-like target 27 and pivot bearing 7 which supports this disc-like target 27 free [rotation]. The electronic collision section 28 is formed in the target 27 like the 1st example, and when an electron ray 25 collides with this electronic collision section 28, the X line source (focus) 29 is formed.

[0030] In drawing 2, the crevice of pivot bearing 72 and 73 is attached in the vertical side of the center section of the target 27, and the pivot of pivot bearing 72 and 73 is attached in the part which counters said crevice of the anode plate envelope 37. Moreover, the 1st magnetic pole 71 is attached in the perimeter of the pivot bearing 72 of one field of a target 27. A heat-resistant magnet is used as this 1st magnetic pole 71, and a slot is established in a target 27 and it is embedded at it. The 1st magnetic pole 71 is countered and the 2nd magnetic pole 74 is attached in the field of the outside of the anode plate envelope 37. The stator which this 2nd magnetic pole 74 is the rotating-magnetic-field generating means which makes rotating magnetic field, for example, has arranged the magnetic pole in the shape of a ring is used. The power for rotating-magnetic-field generating is supplied to the 2nd magnetic pole 74 through the magnetic pole lead 75 from a power supply section 12. If an electrical potential difference is impressed to the 2nd magnetic pole 74, rotating magnetic field will occur and the rotation driving force which rotates a target 27 by the interaction with the 1st magnetic pole 71 will be obtained.

[0031] In this example, in order that there may be no Rota part in an anode plate 70, the Rota envelope becomes unnecessary and is deleted by envelope 35A. consequently, a configuration with the simple appearance as the micro focus X-ray tube 11 whole -- becoming -- the magnitude -- the 1st example -- rather -- small -- becoming -- as the whole equipment -- small -- it miniaturizes.

[0032]

[Effect of the Invention] Since according to the micro focus X-ray tube assembly of this invention the allowable load of a target can be increased and X dosage can be made to increase by having made the anode plate pivotable as explained above, a clearer radioscopy image can be obtained. Moreover, small and miniaturizing can do the whole X-ray tube assembly by arranging pivot bearing etc. in an anode plate.

[Translation done.]

*** NOTICES ***

JPO and NCIP are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2.**** shows the word which can not be translated.

3.In the drawings, any words are not translated.

DESCRIPTION OF DRAWINGS

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] The outline block diagram of the 1st example of the micro focus X-ray tube assembly concerning this invention.

[Drawing 2] The outline block diagram of the 2nd example of the micro focus X-ray tube assembly concerning this invention.

[Description of Notations]

10 -- Micro focus X-ray tube assembly

11 11A -- Micro focus X-ray tube

12 -- Power supply section

13 -- Control section

14 -- Case

21 -- Source of an electron ray

22 -- Cath-drawer electrode

23 -- Electron optics system

24 -- Accelerating electrode

25 -- Electron ray

26 70 -- Anode plate

27 -- Target

28 -- Electronic collision section

29 -- X line source (focus)

30 -- Revolving shaft

31 -- Rota

32 -- Fixed part

35 35A -- Envelope

36 -- Cathode envelope

37 -- Anode plate envelope

38 -- Rota envelope

39 -- X-ray emission aperture

44 -- Stator

45 -- X-ray (X-ray beam)

49 -- Source lead of an electron ray

50 -- Cath-drawer electrode lead

51 -- Electron optics system lead

52 -- Accelerating-electrode lead

53 -- Stator lead

60 -- X-ray detecting element

61 -- Image display section

71 -- The 1st magnetic pole

72 73 -- Pivot bearing

74 -- The 2nd magnetic pole

75 -- Magnetic pole lead

[Translation done.]